核医学分野

座長集約

もう一度SPECT画像を見直してみよう
—SPECT画像の標準化に向けて—

独立行政法人国立病院機構　仙台医療センター　放射線科　茄子川　集

最近、各薬剤メーカーよりリリースされている画像再構成ソフトの機能の充実ぶりには、目を見張るものがあります。Projection Dataからの画像再構成のみならず、各種補正（減弱・散乱）や画像解析なども、高価なワークステーションの機能に迫る勢いで、いとも簡単にPersonal Computer上で行ってくれるようになりました。

今回3回目となる核医学分野テクニカルミーティングではProminence Processor（核医学画像処理技術カンファレンス）や、Daemon Research Image Processor （DRIP:富士フイルムRIファーマ株式会社）などの画像再構成ソフトと、iSSPやeasy Z-Socre Imaging System （eZIS)の統計解析ソフトを使って、異なる装置間の収集データの共有化についての検討を行いました。

シンポジストのお二人の先生には、Prominence Processor上での散乱補正の有無、減弱補正の線減弱係数μ値の変化、遮断周波数を変化させた上で、再構成画像の変化や統計解析結果の変化を提示して頂きました。また、Prominence Processorで再構成されたDataを、iNRTやDRIPで変換してiSSPやeZISに読み込む裏技も披露して頂きました。

長岡赤十字病院の田村　博文氏にはProminence Processorとワークステーションを使って、脳血流SPECTの画像処理から統計解析iSSPまでの処理と過程についてと、それぞれの処理で得られた画像を比較して頂きました。

新潟大学医歯学総合病院の羽田野　政義氏には同様にDRIPをおりまぜてeZISまでの処理と過程についてお話頂きました。

田村氏の解析によれば異なる機種により収集されたProjection Data をProminence Processorとワークステーションで再構成処理された画像を比較すると、3D Hoffman Phantomと臨床Dataにおいて、ほとんど変化は見られない結果になったことを述べられました。

羽田野氏の解析では、逆に両者に若干の違いが見られるという解析結果を提示されました。更に統計解析において、解剖学的標準化の精度評価まで迫って頂きました。

各施設の画像は収集装置、処理、解析、出力、核種、検査時間などいろいろな制限をうけて決定されます。更に各施設、諸先輩方々のさまざまな経緯や工夫があってProtocolが決定されています。同一のProjection Dataを各施設のワークステーションで処理を行ったとしても、各種補正や処理条件、出力方法・条件などによって同じ写真は出てこないでしょう。各施設でよかれと思って施されている補正も、多施設で画像を比較する時に実はそれが妨げになってしまうこともあります。だからといって、実際の臨床の中でProminence ProcessorやDRIPで画像再構成をしなければならないということではありません。お二人の先生が示されたように、異なる機種で得られたDataであっても、一つのPC上でいつでも、誰でも、何回でも簡単に画像再構成が体験できて、画像比較ができるというのは、施設間の横のつながりの架け橋の役割を担うものであり、今後自施設・他施設の画像精度管理に大いに有用になって行くものと考えられます。また、Projection Dataがあれば、画像再構成から統計解析まで、SPECT画像が処理上でどのように変化していくのかを容易に体感することができるので、今後このようなソフトウエアーが、教育用・研究用など核医学界の窓口を大きく広げる役割を果たしていくことと思います。

最後に座長より、Projection Dataを変換するところから始まり、統計解析処理まで進んで行くとData数もかなりの数になり、選択するDataに迷うこともあるので、次から次へと作成されるDataを整理しながら処理する工夫も必要かと思います。個人情報の管理には十分に注意して頂いて、RI初心者の方からベテランの方もSPECT画像処理がより身近に感じていただけたら幸いです。

初回より核医学テクニカルミーティングにご参加頂いた先生方、またシンポジストの先生方、実行委員の皆様へ、紙面をお借りして御礼を申し上げます。ありがとうございました。

脳SPECTにおける再構成画像の比較
−ワークステーション（WS）とProminence　Processor（PP）の処理について−

長岡赤十字病院　放射線科　田村　博文

Prominence Processor（PP）は、核医学画像処理過程を再認識し、画像処理技術のより正しい知識を得るための教育啓蒙を推進することを目的として開発されたWindows上で稼動する核医学画像処理解析ソフトウェアパッケージです。今回ワークステーション（WS)で処理した画像とPPで処理した画像を較べてみました。

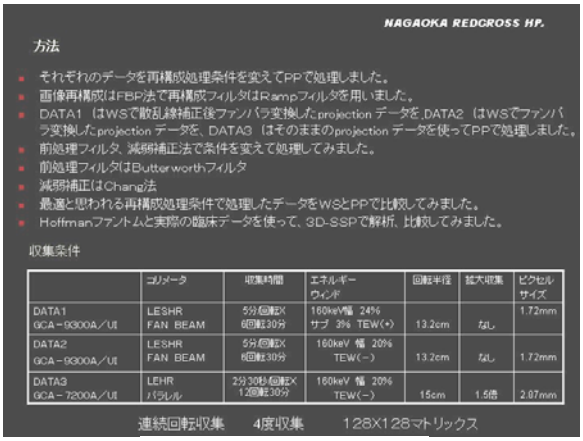


図1．検討方法

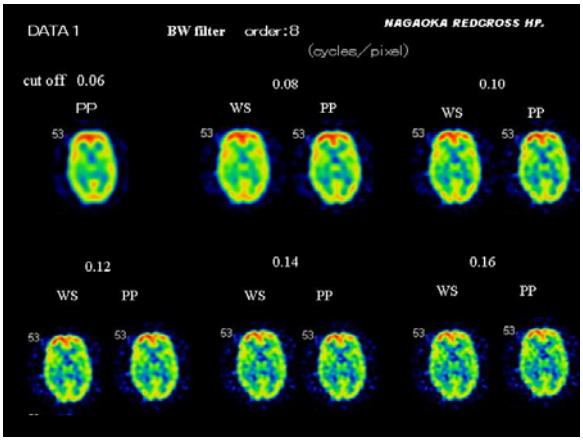


図2．PP処理（WSで散乱線補正後ファンパラ変換）

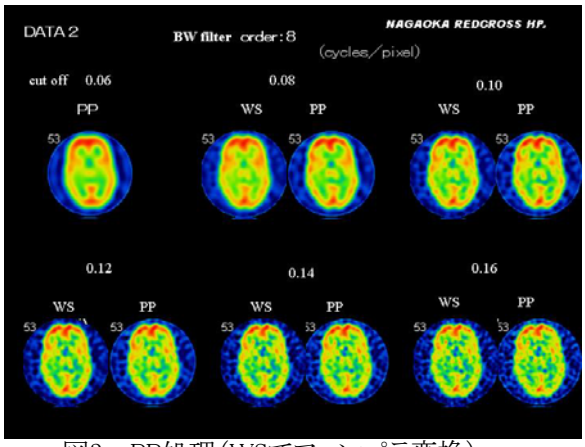


図3．PP処理（WSでファンパラ変換）

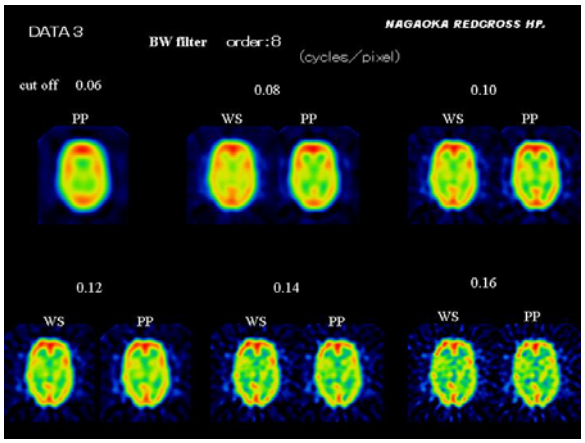


図4．PP処理（変換なし）

図2から図4に示すようにWS処理とPP処理で大きな違いは見られませんでした。

図5はHoffmanファントムをChangの減弱補正を使い、Manual　Setting　最大円で線減弱係数をかえて画像を処理したものです。TEW法ありで^{123}I は0.146/cm、TEW法なしで0.7/cmの線減弱係数が使われています。減弱補正はChang法で減弱マップはManual　Settingで最大円にし比較しました。機種間によって分解能の違いが見られました。

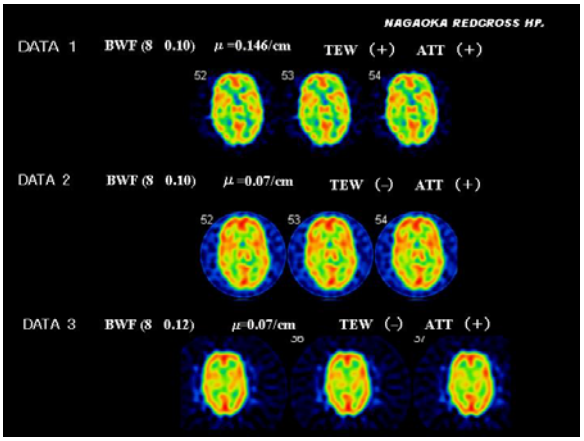


図5．Hoffmanファントム（線減弱係数可変）

図6は実際の臨床データを上のスライドの条件で処理して比較してみました。WSで処理した画像とPPでProjectionデータを処理した画像をPP上で較べてみました。見た目はほとんど同じ画像と思われます。

図7,図8はData1～3をiSSPで処理したものです。Decrease，Increaseともに大きな傾向の違いは見られませんでした。

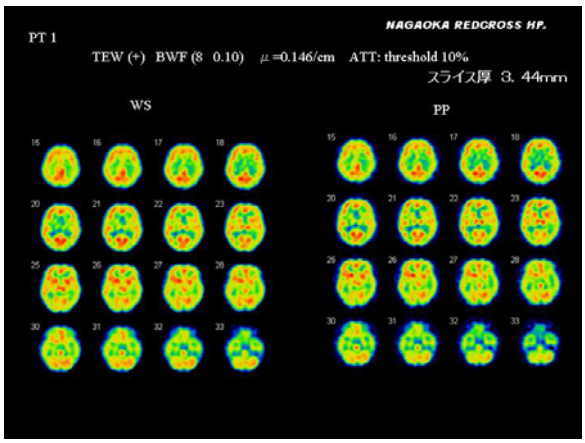


図6. 臨床データでの比較

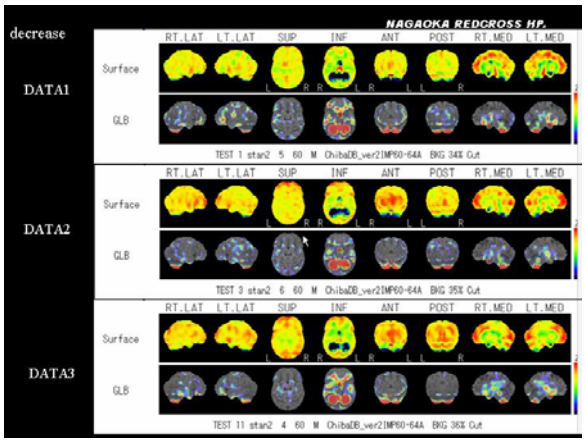


図7. iSSP処理(Decrease)

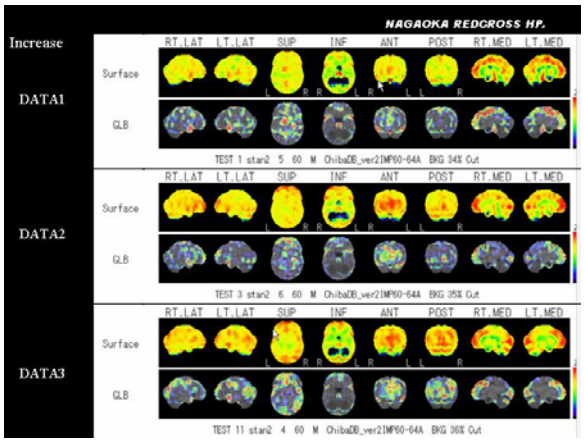


図8. iSSP処理(Increase)

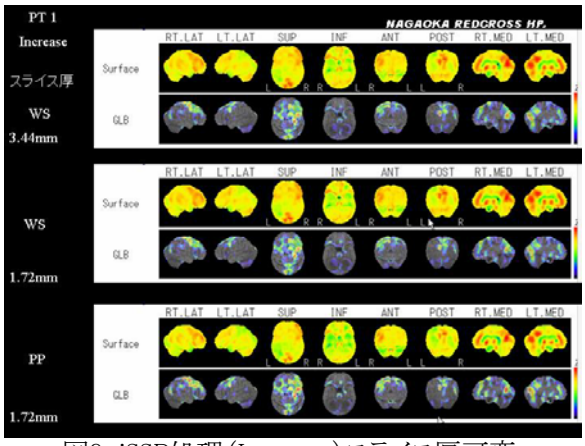


図9. iSSP処理(Increase)スライス厚可変

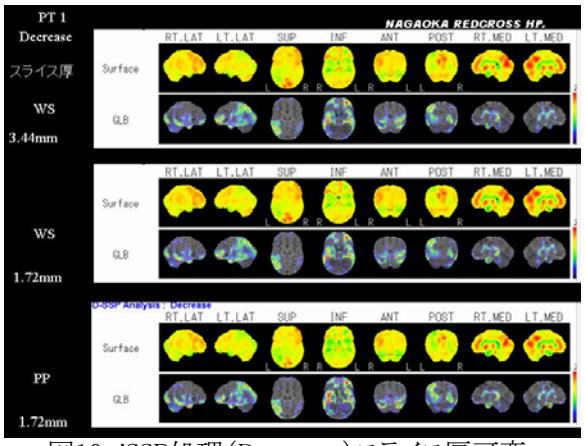


図10. iSSP処理(Decrease)スライス厚可変

PPで再構成した画像を、PPのFile Utilの中のExportでimgファイルに変換、そのファイルをiNRTプログラムの中で開いて保存すれば、iSSPでの処理が可能になります。

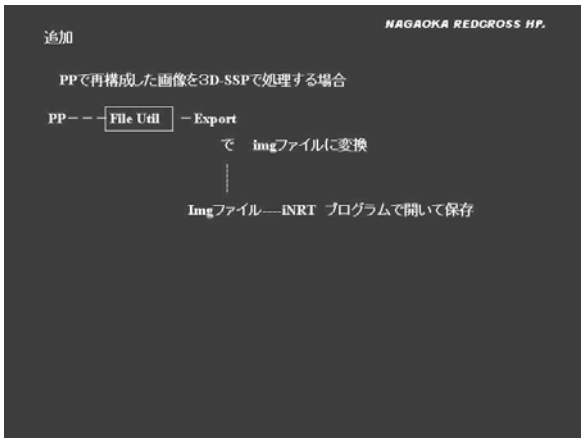


図11. iSSP処理方法

脳SPECTにおける再構成画像の比較
ー各種ソフト処理についてー

新潟大学医歯学総合病院　診療支援部放射線部門　羽田野　政義

【はじめに】

近年、核医学画像を汎用PCで処理できるさまざまなソフトが供給されている。各種ソフトを実際に使用して、どのように活かせるか検討した。

【ソフト】

1）プロミネンスプロセッサー(PP)

核医学画像処理技術カンファレンスで開発された。今回サンプル画像を作成するにあたって使用した。[1)]

2）Daemon Research Image Processor(DRIP)

(株)富士フイルムRIファーマで作成された。画像読込、出力が簡単。Fan-Para変換にも対応している。eZIS処理後画像の操作前に必要だったサイズ変更処理を行い、eZIS処理後の評価も行った。[2)]

3）easy Z-Socre Imaging System(eZIS)

SPMによる標準脳座標系脳画像統計解析法。Z-Score＝(Normal_Mean－Patient)/Normal_SDを算出する。[3)]

【処理上の注意】

1）PPからExportされた画像のeZISへの読込み

ヘッダー情報がなくなるためマニュアルで入力する。Data_TypeはCustom、Header_Sizeはｾﾞﾛ。Image_Type,Voxel_Sizeなどの変更が必要となる。

2）eZIS処理後の画像処理

eZIS処理過程で作成されるnt_file以降はx79y95z68のマトリックスになる。そのためPPでは画像を読み込めない。DRIPで読み込みは可能だがそのままではその後の処理(ROI設定など)が出来ない。DRIPにて「サイズ変更」x79→128,y95→128に変更した後処理ができる。

【目的】

eZIS処理の解剖学的標準化以降の画像に現れる影響をみる。

【方法】

- GCA-9300A/HG(ファンビーム)･･･①
- GCA-9300A/HG(LEGP)･･･････ ②
- GCA-7200A(LEHR)･･･････････ ③

で撮像したデータをPPで条件を変更して再構成した。その画像を用いてeZIS処理を行った。eZIS処理後の画像で評価した。

1）PP再構成時の減弱補正を変更してサンプル画像を作成した。①のデータを用いて、減弱補正なし,20cm円柱,3%閾値,7%閾値の補正で平均カウントの傾向を見た。eZIS処理の標準化前t_fileファイル（Fig.1)と標準化されたnt_file画像(Fig.2)にそれぞれ前頭、視床、後頭のROIを設定した。

2）20cm円柱での減弱補正の場合でバタワースフィルターのカットオフを変えたものを作成した。

3）①②③のそれぞれのデータに同一のPP処理を行った。条件：散乱線補正でバタワースフィルター(BWF)なし。FBP再構成でBWF Order8 cutoff_0.6cycle/cm。解剖学的標準化後の画像で比較した。

4）GCA-9300A/HG(LEGP)データのGMS-5500(WS)処理画像も作成した。

5）方法3,4のデータをZ-スコアマップで比較した。施設間補正は行わなかった。

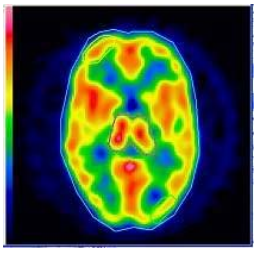


Fig.1　t_file

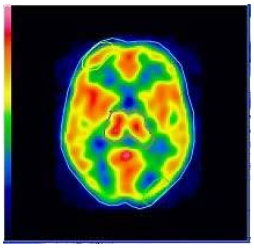
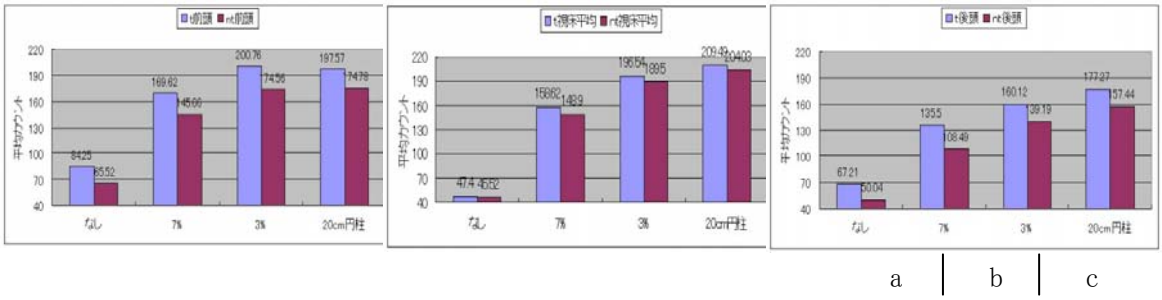
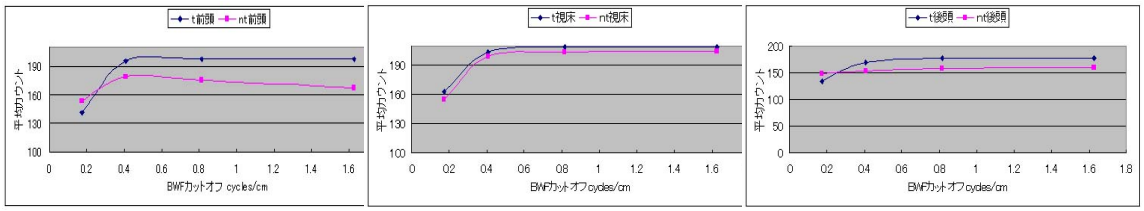


Fig.2 nt_file



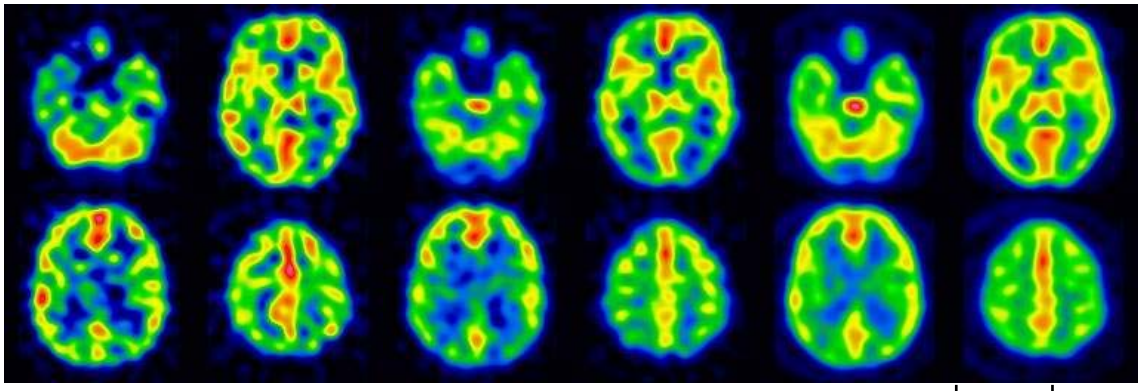
a　b　c

Fig.3　結果1）a）前頭部　b）視床部　c）後頭部



a　b　c

Fig.4　結果2）a）前頭部　b）視床部　c）後頭部



a　b　c

Fig.5　結果3）a) GCA-7200A(LEHR)　b) GCA-9300A/HG(LEGP)　c) GCA-9300A/HG（ファンビーム）

【結果】

それぞれ、1）はFig.3、2）はFig.4、3）はFig.5、4）はFig.6、5）はFig.7のようになった。減弱補正では辺縁でも予想以上の効果があった(Fig.3)。位置形態ともに問題なく標準化できている場合にはt_fileとnt_fileは平行な関係となると思われる。0.3Cycles/cm以下ではラインが交差している。BWF処理条件が形態情報にも影響しているか。前頭でのROI平均値では標準化後の数値が下がっていく傾向が見られた。測定点が少ないが、SPECT画像のノイズが標準化に影響する可能性があると思われる(Fig.4)。Fig.5はシステムの違いがみられた。システムによって最適なBWFで判断するならば単純比較は困難かと思われる。WSではスムージングがかかる。それだけでは説明できない差が生じた(Fig.6)。同一の μ 値と円柱サイズの補正を行ったが、減弱補正に差があると思われる。z-mapは同一ファントムと思えないような結果となった(Fig.7)。減弱補正にかかわると思われる変化が見られた。

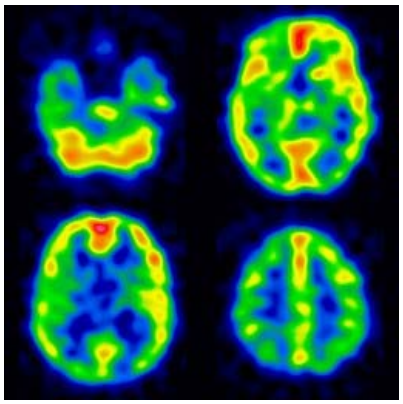


Fig.6　結果4) WS処理
GCA-9300A/HG(LEGP)

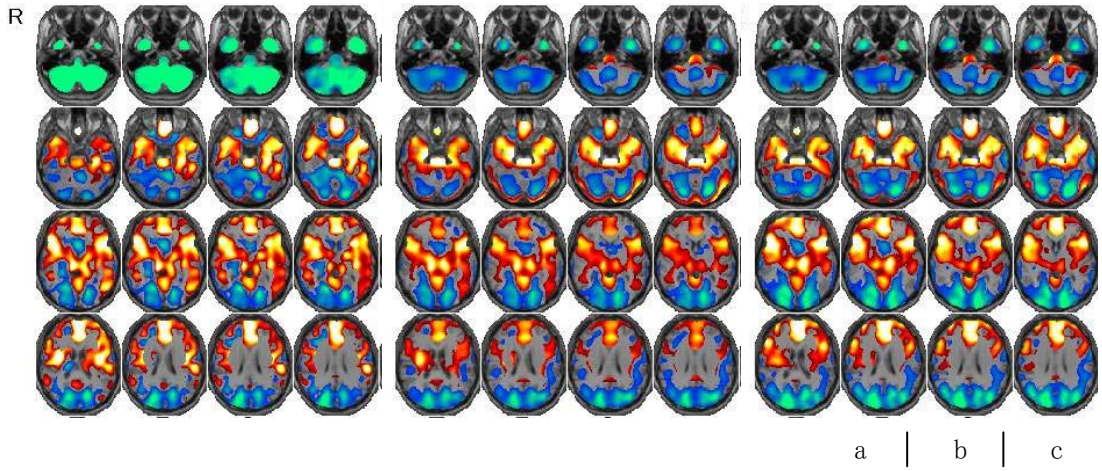


Fig.7　結果5）a) GCA-7200A(LEHR)　b) GCA-9300A/HG(LEGP)　c) GCA-9300A/HG（ファンビーム）

【まとめ】

一般にSPECT画像画質は収集・処理条件によって大きく変わり最適を目指すとするが、方法に絶対なものはない。変わらない所は許された時間で可能な限りカウントを集める事や、S/Nが低いためフィルター処理等は必須である事などである。

機器、投与量などによって変化するため絶対的な撮像、画像処理方法は指摘できない。臓器、サイズ、集積状態、カウントよって考慮される[4)5)]。しかし画像の標準化について言われて久しい。では、標準化はどのようにすれば成るか。施設間の画像の差を抑えるにはrawデータを同一の処理装置で再構成する方法で、ある程度は可能であるとする報告がある[6)]。ならば今回使用したPP、DRIPなど汎用PCで使用できるソフトは「標準化」を目指す一助となるのではないか。

eZIS処理についても様々な検討の中で、解剖学的標準化のエラーや正常データベース内容の問題と施設間補正処理(施設毎の画像差)や減弱補正の処理について起こる問題点が指摘されている。有用な脳統計画像解析法だが「画像の標準化」についても検討すべき課題が多いようである。

今後これらのソフトを用いて上記の問題処理に対応できる可能性があると考える。

さらに施設ごとの画質,画像の再検証、脳統計解析処理の精度,傾向の確認や他施設共同研究ツールとしての使用で何らかの成果も生まれるのではないだろうか。

【参考】

1）Prminence Processor取扱説明書(Version2.0),2007
2）DRIP簡易操作説明書
3）eZIS Version3 Operation Guide
4）日本放射線技術学会:放射線医療技術学叢書(19)SPECT画像技術の基礎,2001
5）日本放射線技術学会:放射線医療技術学叢書(23)核医学における臨床技術,2005
6）富士フイルムRIファーマ:第1回MOFT討議資料